

DIALOG(R)File 351:Derwent WPI
(c) 2003 Thomson Derwent. All rts. reserv.

001642538

WPI Acc No: 1976-76983X/197641

**X-ray scanning system - with multiple detectors providing detailed
absorption data for a body under examination**

Patent Assignee: EMI LTD (ELEM)

Number of Countries: 005 Number of Patents: 011

Patent Family:

Patent No	Kind	Date	Applicat No	Kind	Date	Week
NL 7602701	A	19760922				197641 B
FR 2304321	A	19761119				197703
DE 2611706	A	19770210				197707
US 4031395	A	19770621				197726
US 4066900	A	19780103				197803
GB 1540582	A	19790214				197907
GB 1540583	A	19790214				197907
US 4411011	A	19831018				198344
DE 2611706	C	19840927				198440
NL 181622	B	19870504				198721
US 4769828	A	19880906				198838

Priority Applications (No Type Date): GB 767366 A 19750801; GB 7511553 A
19750320; GB 7526485 A 19750621

Abstract (Basic): NL 7602701 A

In a system for examining a body by means of penetrating radiation, having (i) a source irradiating the body with a flat beam, (ii) a detector unit for the detection of the radiation and emission of output signals related to the absorption of the radiation by the body, intended to be processed to produce a representation of the distribution of the absorption in a plane section through the body and (iii) a device for scanning of the flat beam of radiation relative to the body, in order to irradiate the section along a series of beam paths passing through the body from differing directions, (a) the detector unit comprises a series of detectors, a pre-determined number of which are irradiated at any instant by the beam of radiation, and (b) the scanning device moves the beam of penetrating radiation over the detectors in order progressively to change the detectors irradiated. Advantageously a mechanism moves the source with respect to the body in order to produce at least part of the scanning by the beam of radiation.

Title Terms: RAY; SCAN; SYSTEM; MULTIPLE; DETECT; DETAIL; ABSORB; DATA;
BODY; EXAMINATION

Derwent Class: K08; P31; S03; V05

International Patent Class (Additional): A61B-006/00; G01N-023/06;

G01T-001/29; G03B-041/16; G21K-001/00; H05G-001/30

File Segment: CPI; EPI; EngPI

Manual Codes (CPI/A-N): K09-X

?

AN2

RÉPUBLIQUE FRANÇAISE

INSTITUT NATIONAL
DE LA PROPRIÉTÉ INDUSTRIELLE

PARIS

(11) N° de publication :

(A n'utiliser que pour les
commandes de reproduction).

2 304 321

A1

**DEMANDE
DE BREVET D'INVENTION**

(21)

N° 76 07826

(54) Appareil de tomographie à multiples détecteurs.

(51) Classification internationale (Int. Cl.²). **A 61 B 6/02.**

(22) Date de dépôt 18 mars 1976, à 14 h 51 mn.

(33) (32) (31) Priorité revendiquée : *Demandes de brevets déposées en Grande-Bretagne le 20 mars 1975, n. 7.366/1976 (division de la demande 11.553/1975), le 21 juin 1975, n. 26.485/1975 et le 9 mars 1976, n. 26.485/1975 au nom de la demanderesse.*

(41) Date de la mise à la disposition du public de la demande B.O.P.I. — «Listes» n. 42 du 15-10-1976.

(71) Déposant : **E M I LIMITED**, résidant en Grande-Bretagne.

(72) Invention de :

(73) Titulaire : *Idem* (71)

(74) Mandataire : **Cabinet Regimbeau, Corre, Paillet, Martin et Schrimpf.**

AN2

L'invention concerne un appareil radiographique du type conçu pour donner une représentation de la variation, selon la position, de l'absorption des rayons pénétrants par une tranche plane d'un corps.

5 Dans la demande de brevet français 74 29537 on décrit un appareil destiné à cet effet, qui comprend une source de rayons pénétrants conçue pour donner un étalement de rayons en éventail situé dans le plan de la tranche. Des collimateurs appropriés sont prévus pour définir en partant de cet
10 étalement de multiples faisceaux en forme de pinceau et une batterie de détecteurs est conçue pour mesurer l'intensité de ces faisceaux après passage à travers le corps. Les détecteurs doivent donner des signaux de sortie indiquant l'absorption subie par les rayons sur un grand nombre de parcours à travers
15 le corps. A cet effet, on fait aller et venir la source et les détecteurs dans le plan de la tranche et on leur imprime un mouvement orbital autour d'un axe commun normal à ce plan. Les signaux de sortie sont traités par tout procédé approprié, par exemple le procédé de convolution décrit dans la demande de
20 brevet français 74 14031, de manière à donner la représentation désirée.

D'autres développements de l'appareil sont décrits dans les demandes de brevet français 74 18993 et 75 02914. Selon ces textes, l'étalement de rayons en éventail sous-tend un
25 angle suffisant pour inclure toute la région intéressante du plan de la tranche de sorte que l'on peut effectuer un balayage complet uniquement en imprimant à la source et aux détecteurs un mouvement orbital autour de l'axe commun.

Un but de l'invention est de fournir un autre appareil destiné au même usage.

L'invention a pour objet un appareil servant à examiner un corps au moyen de rayons pénétrants, comprenant une source conçue pour irradier le corps par un étalement plan de rayons des moyens de détection conçus pour détecter les rayons et
35 donner des signaux de sortie relatifs à l'absorption des rayons par le corps en vue de les traiter et d'obtenir une représentation de la distribution d'absorption dans une section pratiquement plane du corps, et des moyens conçus pour faire

balayer le corps par l'étalement plan de rayons de manière à irradier la section suivant de multiples parcours de faisceau traversant le corps en venant de multiples directions, appareil caractérisé par le fait que les moyens de détection comprennent de multiples dispositifs détecteurs dont un nombre prédéterminé sont irradiés par l'étalement à tout moment et que les moyens de balayage sont conçus pour faire aller et venir les rayons X étalés le long des dispositifs détecteurs de manière à changer progressivement les dispositifs irradiés.

Selon un mode d'exécution, les dispositifs détecteurs sont reliés entre eux par groupes et dans chaque groupe, dont les dispositifs détecteurs ne sont pas tous irradiés à un moment donné quelconque, de sorte que les sorties des dispositifs de tout groupe sont prévues comme l'un des canaux de sortie en vue du traitement.

Afin que l'invention puisse être clairement comprise et facilement mise en oeuvre, on décrira maintenant des exemples à propos des dessins annexés sur lesquels :

les figures 1a et 1b montrent sous forme simplifiée, respectivement en élévation axiale et latérale, un appareil selon l'invention ;

la figure 2 une disposition de détecteurs destinée à un exemple de l'invention ;

la figure 3 une disposition destinée à une variante de l'invention et

la figure 4 montre sous forme schématique un circuit servant à traiter des données tirées de l'appareil.

L'appareil est représenté en élévation axiale sous forme simplifiée par la figure 1a et en élévation latérale par la figure 1b et comprend un élément rotatif 1 qui peut tourner autour d'une ouverture 2 dans laquelle on peut insérer le corps 3 d'un patient à examiner. Le corps 3 représenté en coupe transversale est supporté par un lit de forme appropriée 4 également représenté en coupe transversale. Une matière 5 dont l'absorption de rayons est similaire à celle des tissus de l'organisme est placée entre le corps 3 et le lit 4 de manière à exclure pratiquement l'air de l'espace et se prolonge

partiellement autour du corps de manière à présenter aux rayons une section approximativement circulaire. Le corps est retenu fermement dans la position désirée par des moyens tels qu'une sangle 6. Si on le désire, on peut utiliser une disposition plus rigide comme celle qui est décrite dans la demande de brevet français 74 29537. Des moyens de positionnement approprié du lit 4 peuvent prendre toute forme appropriée et sont indiqués par la référence générale 7. L'élément rotatif 1 est monté de manière à pouvoir tourner sur un bâti fixe 8 présentant une ouverture au moins proportionnée à l'ouverture 2.

L'élément 1 est mis en rotation au moyen d'une roue dentée 9a montée dans le bâti 8 et entraînée par un moteur 10. La roue dentée 9a engrène avec une denture non représentée prévue à la périphérie de l'élément 1. D'autres roues dentées 9 non entraînées, aussi montées dans le bâti 1a, sont prévues pour supporter convenablement l'élément rotatif 1 et des paliers 11 sont prévus pour restreindre le mouvement axial. Un dispositif à source lumineuse et à cellule photoélectrique 12, fixé au bâti 8, coopère avec un réticule 13 pour donner des impulsions indiquant le progrès du mouvement rotatif. Le réticule 13 est prévu à toute la circonférence de l'élément 1 et comprend un substrat transparent portant des marques opaques. En interrompant le parcours lumineux entre la source et la cellule photoélectrique, ces marques donnent les impulsions désirées.

On peut évidemment utiliser d'autres moyens permettant d'obtenir des impulsions appropriées.

L'élément rotatif 1 porte une source 14 de rayons pénétrants. Il peut s'agir d'une source du type dans lequel un étalement de rayons X 16, se meut relativement au corps par balayage de sa source pratiquement ponctuelle 15 relativement à une anode allongée, ce que l'on obtient par balayage d'un faisceau électronique incident, par des moyens non représentés. Les rayons X 16, qui sont confinés à un étalement en éventail par des collimateurs appropriés 18, atteignent après avoir traversé le corps les moyens de détection 19. Ceux-ci sont décrits plus en détail ci-après.

L'élément 1 porte aussi le dispositif de collimateurs 18. Celui-ci comprend dans cet exemple de multiples collimateurs à

plaques parallèles minces formées de molybdène ou autre matériau approprié, qui sont disposées de manière à définir les rayons X 16, en formant un éventail étroit de rayons X dirigés sur le détecteur 19 et ayant le même étalement angulaire pour toutes les positions du foyer 15. D'autres collimateurs non représentés restreignent les rayons X au plan de la tranche à examiner. Les collimateurs sont représentés sous forme simplifiée sur la figure 1 et dans un exemple pratique, il s'agit de plaques de 0,05 mm d'épaisseur, 23 mm de longueur et espacées de 0,46 mm. Si l'on considère que la dimension type d'un foyer 15 de l'anode 17 du tube 14 est de 2,03 mm de diamètre, il est évident que l'éventail de rayons X est formé par quatre ou cinq fentes de collimateur de sorte que le mouvement de l'éventail de rayons X sur le détecteur 19, en réponse au mouvement du foyer 15, est pratiquement constant. Il faut noter que dans le traitement, il faut tenir compte de la distribution d'intensité sur la largeur de l'éventail, assurée par le dispositif de collimateurs. On peut utiliser une disposition de collimateurs ayant les dimensions indiquées pour obtenir un éventail d'environ 2° , si on la place à une distance appropriée de la source. Dans cet exemple de l'invention, on considère un éventail d'environ $1,8^\circ$.

Les moyens de détection 19 comprennent une bande de détecteurs individuels tels que des cristaux scintillateurs ou des photodiodes, situés dans le plan de la tranche à examiner de manière à intercepter pratiquement tous les rayons X 16, pour toutes les positions du foyer 15. Comme le montre la figure 1a, cette bande de détecteurs est irradiée, à tout moment donné, seulement sur une petite partie. Aux fins d'explication, on supposera que 3 cm de la bande en même temps sont ainsi irradiés. Les moyens de détection comprennent des éléments détecteurs couvrant chacun 1 mm de la bande, de sorte que trente de ces éléments fournissent des données sur les 3 cm de l'éventail. Ces données correspondent à trente faisceaux individuels de l'éventail. Tout le détecteur a par exemple 30 cm de longueur, comprenant 300 éléments détecteurs. Dans cet exemple, les détecteurs sont des cristaux scintillateurs coopérant avec des photomultiplicateurs indiqués par la

référence générale 20.

En service, le foyer de rayon X balaie constamment l'anode 17 du tube 14 et de façon correspondante, l'éventail de rayons X 16 balaie un plan en travers du corps 3 et des
5 matières qui l'entoure et balaie la longueur de la bande de détecteurs 19. Dans cet exemple, la région irradiée des détecteurs se meut dans la même direction que le foyer 15 et approximativement parallèlement, par suite de la forme donnée aux collimateurs 18. Les sorties des éléments détecteurs sont
10 intégrés sur un laps de temps dans lequel la région irradiée des détecteurs se meut de 1 mm, de sorte que chaque détecteur fournit une donnée pour un parcours respectif de faisceau. Pour l'intervalle d'intégration qui suit immédiatement, on obtient les données pour des éléments décalés d'un emplacement dans la
15 direction de balayage, ce qui veut dire qu'il y a un élément supplémentaire à une extrémité de la région irradiée et un élément de moins à l'autre. Les éléments détecteurs irradiés changent donc progressivement à mesure que le balayage progresse.

20 On peut voir que par ces moyens, on obtient l'information relative à n'importe quelle petite région du corps au moyen de nombreux détecteurs, de sorte que l'effet des erreurs relatives de détecteurs est réduit.

Pour irradier le corps par un nombre suffisant de parcours
25 de faisceau, dans cet exemple, la source 14 et les moyens de détection 19 décrivent un mouvement orbital autour d'un axe 21 perpendiculaire à la tranche du corps 3 à examiner. On peut y procéder par étapes entre balayages successifs du foyer 15. Toutefois, étant donné que l'angle de l'éventail est de $1,8^\circ$,
30 le mouvement orbital nécessaire pour un balayage latéral est le même et il est suffisamment petit pour être assuré par un mouvement orbital continu sans déformation ni déplacement notables des parcours de faisceau.

Comme on l'a dit plus haut, une petite proportion
35 seulement des éléments détecteurs des moyens de détection 19 sont irradiés à la fois, par exemple trente sur trois cents. On tire parti de cette situation dans la disposition de détecteurs représentée par la figure 2. La figure montre, pour

plus de clarté, une disposition simplifiée pour laquelle les
moyens de détection 19 comprennent vingt-cinq éléments de
détecteur, sous la forme de cristaux scintillateurs, dont cinq
seulement sont irradiés à la fois. L'intensité de lumière
5 émise par les scintillateurs est mesurée par cinq photomultipli-
cateurs 20_1 à 20_5 dont chacun reçoit de la lumière de cinq
éléments détecteurs, par des conduits de lumière individuels, 22.
Les conduits de lumière sont représentés sur la figure par des
lignes simples. Toutefois, il est entendu qu'en pratique
10 chaque conduit de lumière reçoit de la lumière d'une face
entière d'un cristal, les autres faces étant argentées pour
empêcher la perte de lumière. Les conduits de lumière 22 sont
disposés de telle sorte que les photomultiplicateurs reçoivent
de la lumière des éléments détecteurs de façon entrelacée. Dans
15 cet exemple, chacun reçoit de la lumière d'éléments qui sont
espacés de cinq positions. On voit par la figure 2 que, bien
que chaque photomultiplicateur reçoive de la lumière de cinq
éléments détecteurs, un seul de ceux-ci est irradié à la fois.
Ainsi, pour la position de l'éventail de rayons X 10 que montre
20 la figure 2, chaque photomultiplicateur reçoit de la lumière par
le premier conduit indiqué à droite de ce multiplicateur et ne
reçoit pas de lumière par les autres. Lorsque l'éventail se
déplace d'un élément vers la gauche, seule la lumière arrivant
au photomultiplicateur 20_5 varie de sorte que de la lumière est
25 reçue par le deuxième conduit de lumière. Il est évident que
de cette manière, les vingt-cinq éléments détecteurs peuvent
être couverts par les cinq multiplicateurs si l'on affecte
convenablement les données provenant de ces multiplicateurs
dans le traitement utilisé. On peut utiliser de façon similaire
30 d'autres nombres d'éléments détecteurs et de photomultiplicateurs.

Au lieu de cinq photomultiplicateurs différents, on peut
utiliser un photomultiplicateur à cinq canaux ou davantage. Il
peut être du type décrit dans la demande de brevet français
N° 74 06328. Il peut également s'agir d'un photomultiplicateur
35 à trois cents canaux si on le désire. En pareil cas, le
photomultiplicateur peut être placé près des éléments détecteurs,
avec des conduits de lumière courts ou pas de conduits du tout,
de sorte que chaque élément fournit à tout moment de la lumière

à un canal du photomultiplicateur. Toutefois, puisqu'un petit nombre seulement d'éléments détecteurs sont irradiés à la fois, comme on l'a dit plus haut, on peut effectuer un groupement similaire à celui de la figure 2 en réunissant intérieurement par groupes les anodes du photomultiplicateur. Par ce moyen, le nombre de connexions de sortie nécessaires est réduit, ce qui simplifie les problèmes de construction. Comme dans l'exemple précédent, on peut utiliser d'autres nombres d'éléments irradiés et d'autres groupements si on le désire.

Il est entendu que la figure 2 illustre une façon d'organiser la sortie des détecteurs. Toutefois, on peut adopter, pour la commodité de construction, d'autres positions des photomultiplicateurs 20 par exemple.

Comme on l'a mentionné plus haut, on utilise de grands nombre d'éléments détecteurs dans une disposition pratique, par exemple 300 disposés en six cycles de cinquante éléments. Cinquante éléments détecteurs, espacés par exemple de 1 mm, peuvent être irradiés par l'éventail étroit de rayons X, les cinquante parcours individuels de faisceau étant assez étroits pour donner la résolution spatiale désirée à l'intérieur du corps. Toutefois, cela donne une grande quantité de données de sortie et étant donné que la résolution angulaire ainsi obtenue est meilleure qu'il n'est nécessaire, on peut combiner une partie de ces données pour obtenir une résolution angulaire réduite. La disposition de cet exemple exige de combiner des données correspondant à des parcours de faisceau qui traversent pratiquement les mêmes parties du corps. En pratique, cela signifie que des données concernant chaque faisceau de l'éventail sont combinées à des données fournies par des faisceaux qui atteignent plusieurs détecteurs adjacents, par exemple trois, et passent par le même point prédéterminé du corps. Un retard de T secondes est appliqué entre ces détecteurs adjacents. Le retard T est égal au temps qui s'écoule entre le passage par le point prédéterminé d'un faisceau atteignant un détecteur et le passage par ce même point d'un faisceau atteignant le détecteur suivant. Les données correspondant au premier détecteur sont retardées de T secondes et ajoutées à celles du deuxième et les données de tous

les deux sont retardées à nouveau de T secondes et ajoutées aux données du troisième détecteur. On suppose que la disposition est celle qui utilise un mouvement orbital continu, de sorte que les trois parcours de faisceau pour lesquels on combine
5 les données ne sont pas strictement parallèles mais donnent un parcours composite qui est plus étroit au centre du corps et légèrement plus large aux bords. Pour trois parcours, cela ne donne pas d'erreur notable, mais cela permet de réduire la capacité de mémoire à un tiers de celle qui serait nécessaire
10 autrement.

Dans un autre mode d'exécution d'appareil comme celui de la figure 1, on peut prévoir le balayage du foyer et les collimateurs 18 de façon telle que l'éventail tourne effective-
15 mouvant latéralement en sens opposé au foyer. Si l'extension de l'anode 17 et des détecteurs 19 est suffisante, on peut se passer du mouvement orbital. En pareil cas, l'organisation des données peut être similaire à celle qui est décrite dans la demande de brevet français 75 02914. Selon une autre variante,
20 la source de rayons X à balayage peut être remplacée par une source classique, par exemple un tube à anode tournante et le balayage de l'éventail de rayons X relativement aux détecteurs peut être assuré uniquement par des mouvements orbitaux et/ou de balayage latéral de cette source.

25 Il faut noter que dans les dispositions décrites, le phénomène de persistance dans des éléments détecteurs qui ne sont plus irradiés peut encore affecter les photomultiplicateurs et introduire un certain bruit dans les données. Pour cette raison, il faut utiliser des cristaux scintillateurs ayant une
30 faible persistance. On peut atténuer le problème en utilisant d'autres détecteurs tels que des diodes à semi-conducteurs qui peuvent être des photodiodes au germanium. On peut aussi utiliser des compteurs à remplissage de gaz ou d'autres détecteurs. En pareil cas, si on le désire, on peut effectuer
35 le groupement en multiplexant convenablement les signaux de sortie. Ou encore, on peut prévoir des obturateurs ou moyens similaires pour intercepter la lumière émise entre les cristaux et les photomultiplicateurs associés.

La figure 3 montre un développement de la disposition décrite, pour laquelle le mouvement orbital de la source de rayons X 14 et des moyens de détection 19 n'est pas nécessaire. L'ouverture 2 est entourée d'un anneau de tubes individuels à rayon X de balayage 14 dont les enveloppes de verre, indiquées en 23, ont une disposition jointive. A l'intérieur de l'anneau de tubes 14 est prévu un anneau de collimateurs 18. Les tubes à rayons X 14 munis d'anodes 17 et de collimateurs 18 sont pratiquement similaires à ceux que l'on a décrits à propos de la figure 1, les tubes 14 étant fixes relativement au corps placé dans l'ouverture 2. A l'extérieur des tubes 14 est prévu un autre anneau comprenant de multiples détecteurs 19 dont chacun est du genre décrit plus haut.

A tout moment donné, l'un des tubes 14 est en fonctionnement, les rayons X étant mis sous forme d'éventail par les collimateurs 18 les plus proches du tube et traversant ensuite le corps placé dans l'ouverture 2 pour être reçus par un détecteur 19 placé en face. On comprend qu'à cet effet, il faut régler l'anneau de détecteurs 19 dans un plan suffisamment différent de celui des tubes 14 pour que les rayons X atteignent les détecteurs sans obstacle. C'est là une source de légère erreur dans les données désirées mais ces erreurs sont largement annulées par celles des données tirées du détecteur décalé de 180°.

Les collimateurs 18 peuvent être disposés de façon telle que le faisceau les traverse après avoir passé par l'ouverture 2, aussi bien qu'avant son passage.

En service, on fait fonctionner les tubes à rayon X successivement de sorte que le foyer de l'anode effectue en fait un mouvement orbital autour du corps placé dans l'ouverture 2. L'anneau de collimateurs 18 est disposé de manière à tourner autour de l'ouverture 2 mais à une vitesse inférieure à celle de la rotation de la disposition de la figure 1. La vitesse désirée est telle que les collimateurs parcourent un angle légèrement inférieur à l'angle d'étalement de l'éventail de rayons X 16 pendant un tour du foyer de rayons X. Dans l'exemple de la figure 3, le collimateur est formé de dix segments de sorte que sans rotation, l'angle du faisceau

central de l'éventail varierait de 36° quand le foyer passe d'un segment au suivant. Pour l'éventail de $1,8^\circ$ de l'exemple, les collimateurs tournent de $1,8^\circ$ en un tour du foyer de sorte que lorsque le foyer revient au même segment de collimateur, il commence à remplir les 36° manquants. Ainsi, il faut vingt tours du foyer pour remplir toutes les valeurs manquantes. Le nombre exact utilisé est calculé spécialement pour donner un degré approprié de chevauchement entre faisceaux pour des positions adjacentes, afin de réduire le bruit. Il est évident que ce mouvement des collimateurs modifie de $0,18^\circ$ la position de l'éventail lorsqu'il coupe chaque segment, mais on peut négliger une si petite erreur. Il faut noter que l'on peut mettre hors circuit tous détecteurs non irradiés, par tous moyens appropriés, de manière à réduire encore le bruit.

Dans un mode d'exécution différent de la disposition de la figure 3, l'éventail de rayons peut avoir une extension suffisante pour embrasser toute la région intéressante du corps. En pareil cas, conjointement avec de plus grands segments de source et de détecteur, le fonctionnement serait tel que la position du groupe de détecteurs irradié par l'éventail décrirait pratiquement un mouvement orbital autour du corps dans la direction de la source comme le foyer de source.

La figure 4 montre sous forme de schéma par blocs une disposition permettant de traiter les signaux de sortie obtenus avec la disposition de la figure 2, si l'on néglige les étapes nécessaires pour combiner avec des retards appropriés les sorties de détecteurs adjacents. Les cinq photomultiplicateurs 20_1 à 20_5 sont indiqués, mais on comprend qu'il peut y avoir un plus grand nombre de photomultiplicateurs, ou de sorties d'un même photomultiplicateur. Les signaux sont amplifiés dans les amplificateurs 24_1 à 24_5 , intégrées et converties à la forme numérique dans les convertisseurs 25_1 à 25_5 . Le temps d'intégration est celui qui est permis par le progrès du balayage du foyer 15 et il est commandé par des signaux venant d'une unité de commande de balayage 26 qui commande aussi le foyer 15. L'unité de commande de balayage 26 reçoit aussi du photodétecteur 12 des signaux liés au progrès du mouvement

orbital, de sorte que le balayage du foyer 15 peut être mis convenablement en relation avec le mouvement orbital. Les données sont amenées à des emplacements appropriés d'une mémoire 28, en réponse à un sélecteur d'adresses 27. Les emplacements 5 de la mémoire 28 sont choisis de façon telle que des sorties successives de chaque photomultiplicateur soient appliquées à des emplacements de mémorisation représentant des parcours de faisceau faisant des angles successifs dans l'éventail. Après le cinquième angle, dans cet exemple, les données sont 10 appliquées à un nouvel emplacement, représentant un parcours parallèle de faisceau, à nouveau au premier angle et le cycle recommence. De cette manière, les données sont affectées à des emplacements de mémorisation représentant chacun cinq séries de données de parcours parallèles de faisceau, à l'un des 15 angles de faisceau de l'éventail, l'affectation tenant compte du groupement de sorties indiqué par la figure 2. Quand la mémoire 28 contient des données pour la série complète de parcours de faisceau, convenablement triées, ces données sont appliquées à une unité de traitement 29 pour être traitées, 20 par exemple comme décrit dans les brevets français 74 14031 et 69 29050. Le traitement élabore des valeurs d'absorption pour les éléments individuels d'une matrice d'éléments dessinés de façon imaginaire dans la tranche plane examinée. Les valeurs sont alors fournies sous forme de signaux 25 appliqués à des éléments correspondants d'une représentation sur un affichage 30. L'affichage 30 peut être un tube à rayons cathodiques, une imprimante ligne par ligne ou un autre dispositif de sortie approprié. Ou encore, on peut appliquer la sortie à une mémoire permanente, non représentée, en vue d'un 30 affichage futur.

L'appareil décrit ci-dessus est conçu pour acquérir toutes les données voulues en un temps très court, éventuellement un centième de seconde seulement pour la disposition de la figure 3. Il faut utiliser un convertisseur analogique-numérique 35 approprié pour faire face à ces vitesses d'acquisition. Un tel compteur peut fonctionner de la façon connue en convertissant à la forme analogique la sortie d'un compteur numérique et en comptant à l'endroit ou à l'envers pour faire correspondre cette

sortie à la tension d'entrée. Toutefois, il peut être divisé en plusieurs sections destinées chacune à convertir à la forme numérique des signaux se situant entre des niveaux de seuil préréglés, pour fonctionner à plus grande vitesse.

- 5 Il est entendu que l'invention n'est pas limitée aux modes d'exécution décrits et que l'on peut en concevoir d'autres.

R E V E N D I C A T I O N S

1. Appareil servant à examiner un corps au moyen de rayons pénétrants, comprenant une source conçue pour irradier le corps par un étalement plan de rayons, des moyens de détection
5 conçus pour détecter les rayons et donner des signaux de sortie relatifs à l'absorption des rayons par le corps en vue de les traiter et d'obtenir une représentation de la distribution d'absorption dans une section pratiquement plane du corps, et des moyens conçus pour faire balayer le corps par l'étalement
10 plan de rayons de manière à irradier la section suivant de multiples parcours de faisceau traversant le corps en venant de multiples directions, appareil caractérisé par le fait que les moyens de détection comprennent de multiples dispositifs détecteurs dont un nombre prédéterminé sont irradiés par
15 l'étalement à tout moment et que les moyens de balayage sont conçus pour faire aller et venir les rayons X étalés le long des dispositifs détecteurs de manière à changer progressivement les dispositifs irradiés.

2. Appareil selon la revendication 1, caractérisé par le fait qu'il comprend des moyens permettant de déplacer la source
20 relativement au corps pour assurer au moins une partie du balayage de l'étalement de rayons.

3. Appareil selon l'une des revendications 1 à 2, caractérisé par le fait qu'il comporte des moyens permettant de
25 déplacer les moyens de détection relativement au corps.

4. Appareil selon l'une des revendications 1 à 3, caractérisé par le fait que les moyens de balayage sont conçus pour assurer au moins un mouvement latéral de l'étalement de rayons relativement au corps.

30 5. Appareil selon l'une des revendications 1 à 4, caractérisé par le fait que les moyens de balayage sont conçus pour assurer au moins un mouvement de rotation de l'étalement de rayons relativement au corps.

6. Appareil selon l'une des revendications 1 à 5,
35 caractérisé par le fait qu'il comprend un dispositif de collimateurs conçu pour restreindre le nombre de dispositifs détecteurs irradiés en même temps.

7. Appareil selon la revendication 6, caractérisé par le

fait que le dispositif de collimateurs est conçu pour se mouvoir relativement aux moyens de détection pour changer les dispositifs détecteurs ainsi irradiés.

8. Appareil selon l'une des revendications 1 à 7,
- 5 caractérisé par le fait que les dispositifs détecteurs sont reliés entre eux par groupes et dans chaque groupe dont les dispositifs détecteurs ne sont pas tous irradiés à un moment donné quelconque, de sorte que les sorties des dispositifs de tout groupe sont prévues comme l'un des canaux de sortie en
- 10 vue du traitement.
9. Appareil radiographique destiné à l'examen diagnostique d'une tranche pratiquement plane du corps d'un patient, comprenant des moyens disposés à l'extérieur du corps du patient et servant à engendrer des rayons pénétrants qui se
- 15 propagent pratiquement dans le plan de la tranche, traversent le corps et en sortent après avoir subi une absorption déterminée au moins en partie par leur parcours à travers le corps, les rayons traversant le corps suivant un parcours déterminé par une position initiale de l'origine des rayons relativement
- 20 au corps, des moyens de détection comprenant plusieurs dispositifs détecteurs dont une partie au moins sont disposés de manière à recevoir et à mesurer l'intensité des rayons qui ont traversé le corps, pour la position initiale, suivant de multiples parcours de faisceau situés dans le plan de la
- 25 tranche et qui divergent les uns des autres en s'éloignant des moyens générateurs, caractérisé par le fait qu'il comporte des moyens permettant de modifier la position de l'origine des rayons relativement au corps de sorte que les rayons traversent le corps suivant une succession d'autres parcours de faisceau
- 30 déterminés par des positions successives de l'origine des rayons relativement au corps et de sorte qu'en chacune de ces positions, au moins une partie des dispositifs détecteurs reçoivent et mesurent l'intensité des rayons qui ont traversé le corps suivant un autre nombre correspondant de parcours
- 35 divergents, la disposition étant telle que pour chaque position successive de l'origine, au moins un des dispositifs détecteurs recevant les rayons est différent de ceux irradiés à la position précédente de l'origine des rayons, et des moyens permettant

de combiner les mesures d'intensité obtenues pour un nombre prédéterminé de positions de l'origine de manière à former une image de la tranche examinée, cette image constituant une configuration d'éléments d'image correspondant chacun à un

5 élément défini de façon imaginaire dans la tranche du corps.

10. Appareil radiographique destiné à l'examen diagnostique d'une tranche pratiquement plane du corps d'un patient, comprenant une source de rayons conçue pour projeter des rayons pénétrants pratiquement dans le plan de la tranche de façon

10 qu'ils traversent le corps suivant un parcours déterminé par la position de la source relativement au corps et en sortent après avoir subi une absorption déterminée au moins en partie par le parcours, caractérisé par le fait qu'il est prévu de multiples dispositifs détecteurs dont une partie sont irradiés

15 par les rayons qui traversent le corps suivant le parcours et mesurent leur intensité, des moyens de balayage conçus pour déplacer la source relativement au corps pour projeter les rayons à travers le corps suivant un parcours différent pratiquement situé dans le plan de la tranche, pour irradier

20 une partie des dispositifs détecteurs, dont au moins un est différent de ceux qui sont irradiés par des rayons passant par le premier parcours mentionnés, et des moyens permettant de combiner les mesures d'intensité fournies par des dispositifs détecteurs irradiés par des rayons passant par plusieurs des

25 parcours et traversant le corps, dans le plan de la tranche, de manière à former une image constituant une configuration d'éléments correspondants définis de façon imaginaire dans la tranche.

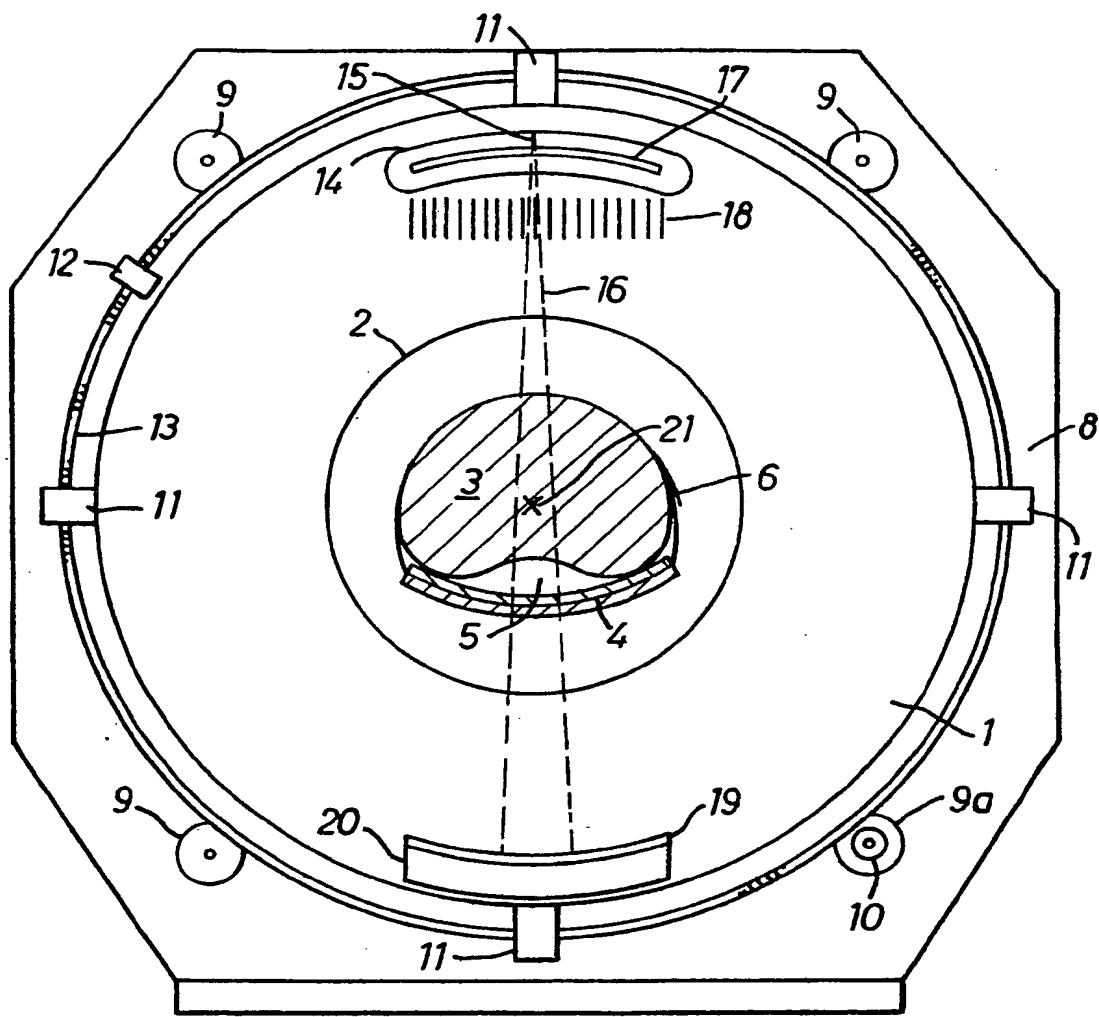


FIG. 1a

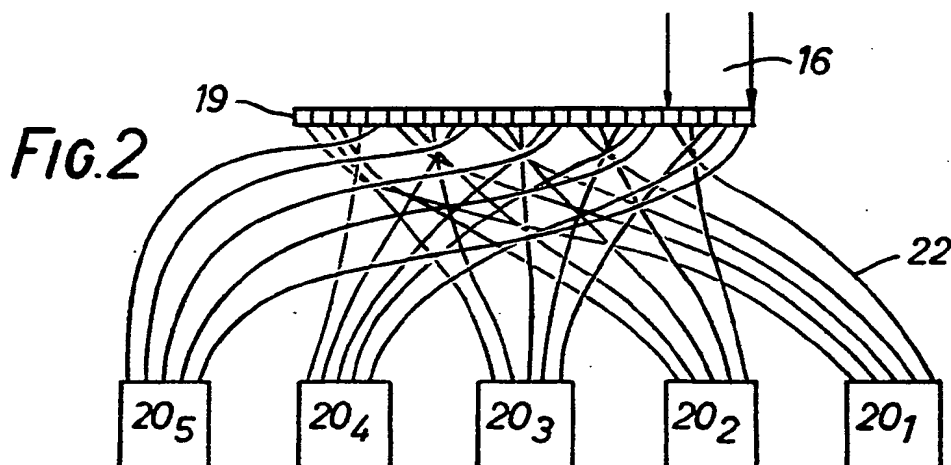
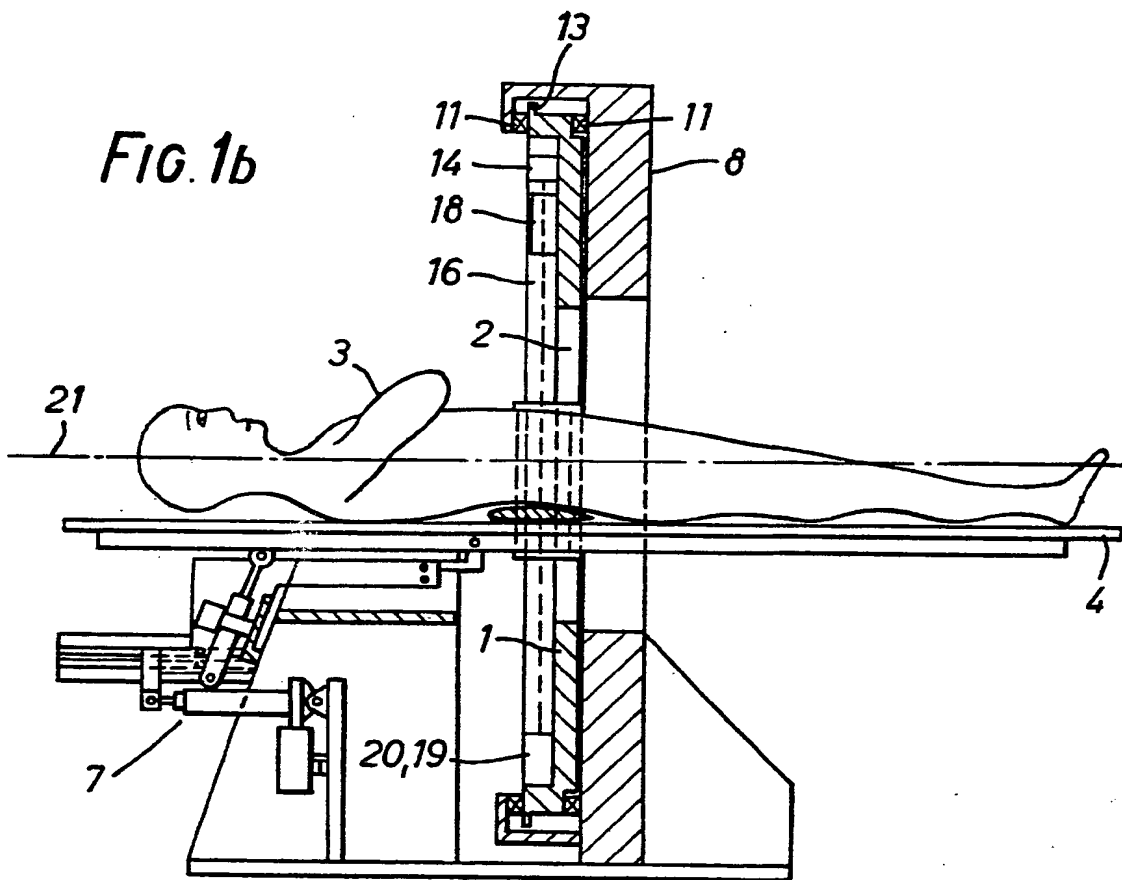


FIG. 2



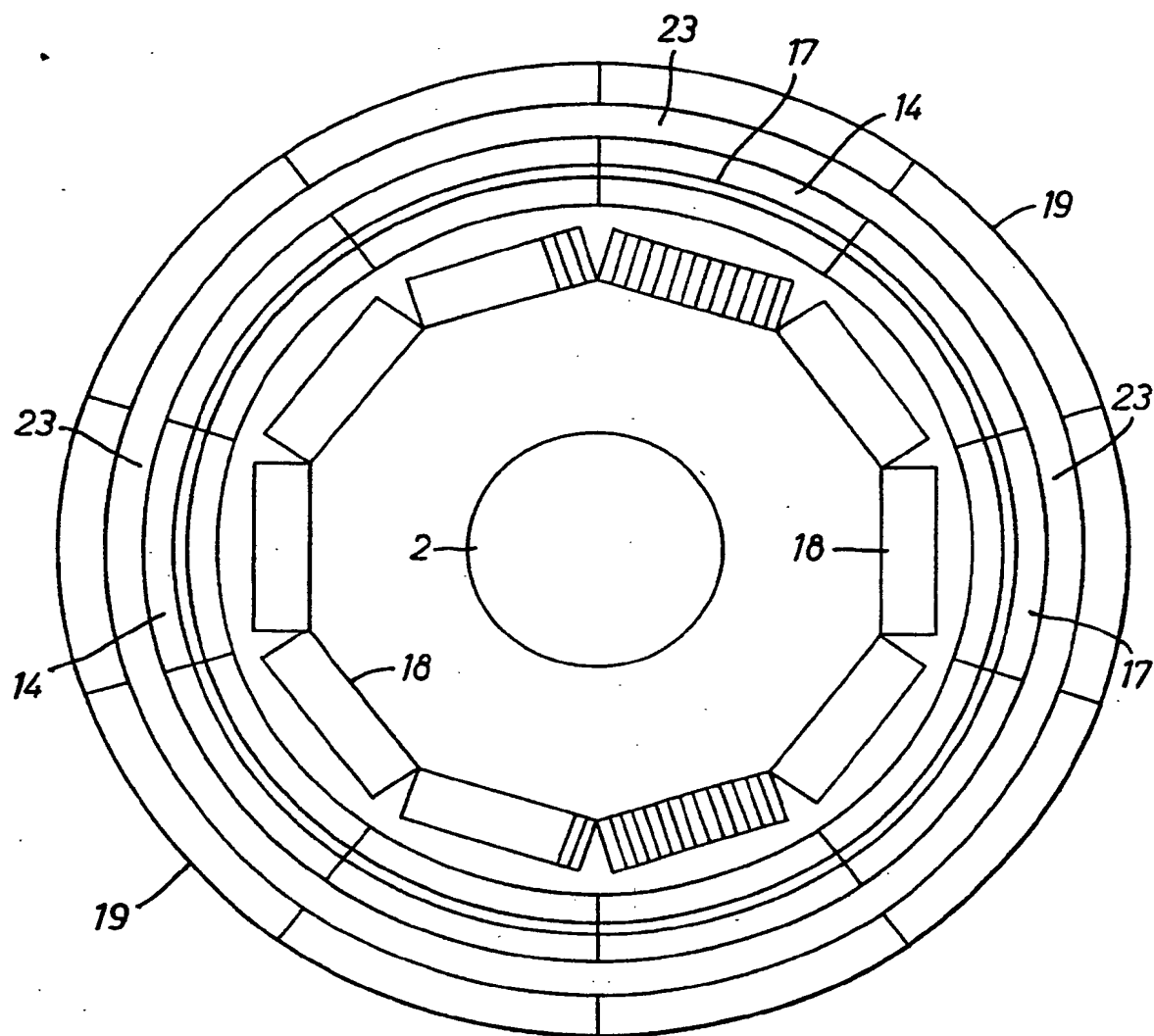


FIG. 3

